

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-051164

(43)Date of publication of application : 22.02.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 10-236524

(71)Applicant : SEIKO INSTRUMENTS INC

(22)Date of filing : 07.08.1998

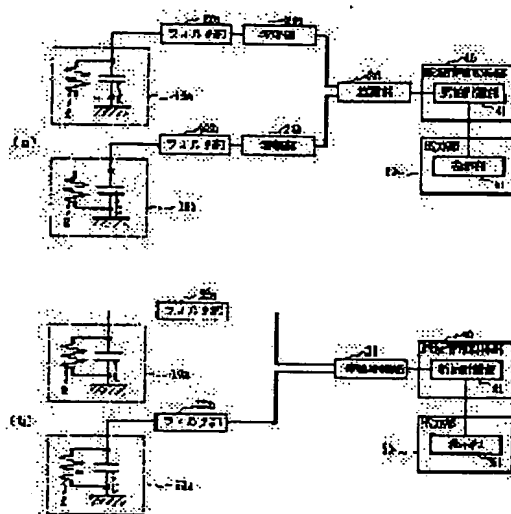
(72)Inventor : TSUBATA KEISUKE  
NARUKAWA TOSHIKI  
OZAKI YOSHISHIGE

## (54) PULSE WAVE DETECTOR

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a pulse wave detector which causes small detection error by body movement and can more accurately detect a pulse wave.

**SOLUTION:** A first piezoelectric sensor 10a is placed on an artery and a second piezoelectric sensor 10b on a place slightly off the artery. Since the piezoelectric sensor has narrow directivity, signals corresponding to a pulse waveform and a body motion wave are outputted from the first piezoelectric sensor 10a on an artery but signals corresponding only to the body movement are outputted from the second piezoelectric sensor which is not on an artery. The body motion components are canceled by taking difference of output from both piezoelectric sensors 10a, 10b to enable an accurate pulse wave to be detected. The pulse rate and the waveform information are obtained from the pulse wave.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 20.02.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 15.03.2005

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号  
特開2000-51164  
(P2000-51164A)

(43)公開日 平成12年2月22日(2000.2.22)

(51)IntCl.<sup>7</sup>  
A61B 5/0245

識別記号

FI  
A61B 5/02テーマコード(参考)  
310J 4C017

審査請求 未請求 請求項の数9 FD (全13頁)

(21)出願番号 特願平10-236524

(22)出願日 平成10年8月7日(1998.8.7)

(71)出願人 000002325

セイコーインスツルメンツ株式会社  
千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地

(72)発明者 津端 佳介

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番 セイ  
コーインスツルメンツ株式会社内

(72)発明者 成川 利明

東京都大田区鵜の木2-38-18 ハウス  
238A-102

(72)発明者 尾崎 好榮

東京都目黒区鷹番1-6-19-207

(74)代理人 100096655

弁理士 川井 隆 (外1名)

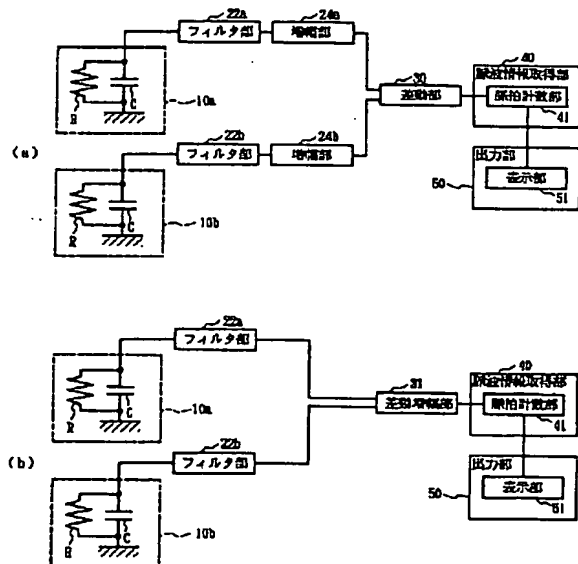
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 脈波検出装置

(57)【要約】

【課題】 体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することが可能な脈波検出装置を提供する。

【解決手段】 第1の圧電センサ10aを動脈上に、第2の圧電センサ10bを動脈から僅かに離れた位置に配置する。圧電センサは指向性が狭いため、動脈上の第1の圧電センサ10aからは脈波波形と体動波形に対応した信号が出力されるが、動脈上にない第2の圧電センサ10bからは体動波形に対応した信号だけが出力される。両圧電センサ10a、bの出力の差分を取ること、で、体動成分がキャンセルされ、正確な脈波を検出することができ、この脈波から脈拍数や波形情報を取得する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 動脈上に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出する第1の圧電センサと、

前記動脈上を避けた近傍に配置され、体動による体表面の圧力変動を検出する第2の圧電センサと、

前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、

この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項2】 前記第2の圧電センサは、その端部近傍が前記動脈上に接する位置に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出し、かつ、前記脈動と前記体動の一方を前記第1の圧電センサによる検出信号と逆相で検出することを特徴とする請求項1に記載の脈波検出装置。

【請求項3】 前記体動に対する前記第1の圧電センサの検出信号と前記第2の圧電センサの検出信号とが、同極となる側同士を接続することにより、前記第1の圧電センサと前記第2の圧電センサとを直列に接続し、前記脈波情報取得手段は、前記直列接続された両圧電センサの出力信号から脈波に関する情報を取得することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の脈波検出装置。

【請求項4】 圧力変動を検出する第1の圧電センサと、前記第1の圧電センサの上側に配置され、圧力変動を検出する第2の圧電センサと、動脈の脈動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する脈動伝達手段と、前記動脈上を避けた位置の体表面と当接し、体動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する体動伝達板と、この伝達板の圧力変動を前記第2の圧電センサの圧力変動を検出する側の面に伝達する体動伝達部材と、前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項5】 前記第2の圧電センサの圧力変動を検出しない側の面が受ける力を、前記第1圧電センサの圧力変動を検出しない側の面に伝達する伝達機構を備えたことを特徴とする請求項4に記載の脈波検出装置。

【請求項6】 前記体動伝達板に前記動脈に沿ったスリット部が形成され、

前記スリット部、又は前記スリット部に配設された可撓

性部材を前記脈波伝達手段とする、ことを特徴とする請求項4又は請求項5に記載の脈波検出装置。

【請求項7】 前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、

前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数を出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【請求項8】 前記脈波情報取得手段は、前記脈波信号を格納する記憶手段を備え、所定時間分の前記脈波信号を脈波に関する情報として取得して前記記憶手段に格納し、

前記出力手段は、前記格納手段に格納された前記脈波信号を出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【請求項9】 表示手段を備え、

前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数又は脈波波形を取得し、

前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数又は脈波波形を前記表示手段に出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波検出装置に係り、詳細には、血流による動脈の圧力変動から脈波を検出する脈波検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】動脈を流れる血流による脈波を検出することは、医療現場や健康管理を行う際に広く行われている。この脈波検出は、触診により所定時間の脈拍数として検出する場合の他、脈波検出装置を使用して電子的に脈拍数等を自動検出することも広く行われている。電子的に脈波を検出して脈拍数を得る装置として、圧電素子を使用する方法や光学的に検出する方法等が実用化されている。圧電素子を使用する方法としては、ピエゾ型の圧電素子をセンサとして動脈上に配置し、動脈内部の圧力変化に伴う表皮の圧力変化（圧力による表皮の変位）から脈拍数を検出している。図13は、圧電素子を使用した従来の脈波検出装置の等価回路を表したものである。この図13に示すように、従来の脈波検出装置は、1つの圧電素子1を使用し、動脈による表皮の圧力変化を電圧変化として検出している。そして、その出力信号による波形がフィルタ部2を通し、さらに増幅部3で増幅された後、脈拍計数部4において、電圧変化による波形変化から脈拍数が検出されるようになっている。

【0003】一方、光学的に検出する方法は、血液中のヘモグロビン量の変化に伴う吸光量の変化から脈拍を検出するもので、発光ダイオードで発光し、これを受光するフォトランジスタでの受光量から脈拍を検出してい

る。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、従来の脈波検出装置では、病院や自宅において安静にした状態で脈波を検出する場合には正確に検出することができるが、検出中に被検者が動いた場合には体動ノイズ（被検者の動きに基づくノイズ）が発生し、正確な脈波を検出できなかった。すなわち、圧電素子を利用する場合であれば、素子部分の表皮が被検者の体動によって動き、脈動以外の体動も圧電素子が検出してしまうため、日常的な動きの範囲であっても被検者が動いている場合には正確な脈波を検出することができなかった。一方、光の吸光量から血圧を検出する場合も同様に、体動によって動脈の血流量が大きく変化するため、被検者が動いている場合には正確な脈波を検出することができなかった。

【0005】そこで、本発明はこのような従来の脈波検出装置における課題を解決するためになされたもので、体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することが可能な脈波検出装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明では、動脈上に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出する第1の圧電センサと、前記動脈上を避けた近傍に配置され、体動による体表面の圧力変動を検出する第2の圧電センサと、前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を脈波検出装置に具備させる。このように、指向範囲が狭い2つの圧電センサの一方で体動と脈動を検出し、他方で体動を検出することで、体動成分を除去して脈波情報を得ることができる。このため体動による影響を受けにくく、日常的な生活を営みながらであっても、常時携帯しながら継続的に脈波を検出することができる。また本発明では、前記第2の圧電センサは、その端部近傍が前記動脈上に接する位置に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出し、かつ、前記脈動と前記体動の一方を前記第1の圧電センサによる検出信号と逆相で検出する。これにより、体動成分を除去できると共に、脈動の検出信号を高出力で得ることができる。また本発明では、前記体動に対する前記第1の圧電センサの検出信号と前記第2の圧電センサの検出信号とが、同極となる側同士を接続することにより、前記第1の圧電センサと前記第2の圧電センサとを直列に接続し、前記脈波情報取得手段は、前記直列接続された両圧電センサの出力信号から脈波に関する情報を取得する。これにより、両圧電センサにおいて体動信号を除去することができる。また本発明では、圧力変動を検出する第1の圧電センサと、前記第1の圧電

センサの上側に配置され、圧力変動を検出する第2の圧電センサと、動脈の脈動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する脈動伝達手段と、前記動脈上を避けた位置の体表面と当接し、体動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する体動伝達板と、この伝達板の圧力変動を前記第2の圧電センサの圧力変動を検出する側の面に伝達する体動伝達部材と、前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を脈波検出装置に具備させる。これにより、第1の圧電センサで検出する体動と同一の体動を第2の圧電センサで検出することができる。また本発明では、前記第2の圧電センサの圧力変動を検出し、前記第1の圧電センサの圧力変動を検出しない側の面に伝達する伝達機構を備える。これにより、第2の圧電センサに外部から加わる力と同一の力を第1の圧電センサに伝達することができる。また本発明では、前記体動伝達板に前記動脈に沿ったスリット部が形成され、前記スリット部、又は前記スリット部に配設された可撓性部材を前記脈波伝達手段とする。また本発明では、前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数を出力する。また本発明では、前記脈波情報取得手段は、前記脈波信号を格納する記憶手段を備え、所定時間分の前記脈波信号を脈波に関する情報として取得して前記記憶手段に格納し、前記出力手段は、前記格納手段に格納された前記脈波信号を出力する。また本発明では、表示手段を備え、前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数又は脈波波形を取得し、前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数又は脈波波形を前記表示手段に出力する。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の脈波検出装置における好適な実施の形態について、図1から図12を参照して詳細に説明する。

(1) 第1の実施形態の概要

第1の実施形態では、圧電素子を使用した第1の圧電センサと第2の圧電センサとを使用し、第1の圧電センサを動脈上に、第2の圧電センサを動脈から僅かに離れた位置に配置する。圧電素子を使用したセンサは指向性が狭いため、動脈上の第1の圧電センサからは脈波波形と体動波形に対応した信号が出力されるが、動脈上でない第2の圧電センサからは体動波形に対応した信号だけが出力される。この第1及び第2の圧電センサの出力の差分を取ることで、体動成分がキャンセルされ、正確な脈波を検出することができ、この脈波から脈拍数や波形情報を取得する。

【0008】なお、吸光量から脈拍を検出する従来の脈

拍センサを2つ使用し、一方を動脈上に配置し、他方を動脈上から離れた位置に配置し、両センサ出力の差分から脈波を検出することも考えられるが、必ずしも正確な脈波を検出することができない。すなわち動脈上のセンサが体動波形と脈波波形を検出し、動脈上から離れたセンサが体動波形のみを検出する場合には両検出信号の差分から十分な信号レベルの脈波を検出することが可能である。しかし、吸光量から脈拍を検出するセンサは照射される光の指向範囲が広いため、センサを動脈上から離れた位置に配置しても、その検出レベルよりは低いものの脈波を検出してしまうことになる。このため、両センサによる検出信号の差分を取った場合、体動波形を除去することはできるが、脈波波形も差分によって信号レベルが低くなってしまい、正確な脈波を検出することができなくなってしまう。また、発行ダイオードからの光は体表付近に存在する多数の毛細血管によっても吸光される。このため、異なる位置に配置されるセンサは異なる毛細血管による吸光量の変化を検出していた。さらに、体動によって、動脈の血流量が主として変化する場合、毛細血管の血流量が主として変化する場合、動脈と毛細血管の両血流量が変化する場合があります。両センサは体動の変化を同一の波形として検出には無理がある。

【0009】そこで、本実施形態では、指向性が高い（指向範囲が狭い）圧電素子を使用することで、脈動による表皮の変化を第1の圧電センサでは捉え、第2の圧電センサでは捉えないようにしている。そして、表皮に伝わる体動については両センサが同様に捉えるようにしている。これにより、両センサの差分を取ることで、第1の圧電センサで捉えた脈波成分を弱めることなく、体動成分のみを除去（キャンセル）することができ、正確な脈波を検出することが可能になる。第1の実施形態では、この脈波波形から、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、表示部に取得した脈拍数を表示する。また、脈波に関する情報の取得処理として、脈波波形をA/D変換してメモリに記憶し、表示部に波形を画像表示したり、又は、パーソナルコンピュータや、医療用の診断装置等の各種外部装置に出力する。

【0010】（2）第1の実施形態の詳細

図1は、第1の実施形態の脈波検出装置の構成を表したものである。この図1（a）に示されるように、脈波検出装置は、動脈上に配置される第1の圧電センサ10aと、動脈上から離れた位置（第1の圧電センサ10aの近傍で脈動による表皮変化がない位置）に配置される第2の圧電センサ10bと、この第1及び第2の圧電センサ10a、10bの出力からノイズ成分を除去するフィルタ部22a、22bと、その出力を増幅する増幅部24a、24bを備えている。第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bとは、共に同一特性を持ったピエゾ型の圧電素子が使用される。また脈波検出装置は、両増幅部24a、24bの出力が入力されて、両者の差

分から脈波波形を得る差動部30、差動部30による脈波波形から脈波情報を取得する脈波情報取得部40、及び、取得した脈波情報を出力する出力部50を備えている。なお、図1では圧電センサ10a、10bについて、コンデンサC及び抵抗Rによる等価回路で表している。

【0011】脈波情報取得部40は、差動部30で得られた脈波波形から脈拍数を計数する脈拍計数部41を備えている。この脈拍計数部41では、各脈波間の時間間隔を所定回数（例えば、3回、5回、7回、10回等）測定し、各回の測定時間の平均時間Tから1分間の脈拍数Vを次の数式（1）に従って求めるようになっている。

$$V = 60 / T \quad \cdots (1)$$

なお、脈波間の平均時間Tから脈拍数を求める場合に限り、例えば、所定時間t（例えば、10秒）内に存在する脈波数wを検出し、次の数式（2）により1分間の脈拍数Vを求めるようにしてもよい。

$$V = w \times (60 / t) \quad \cdots (2)$$

20 脈拍計数部41では、また、各脈波毎にパルス信号等の脈波の存在を示す脈波信号を発生させるようになっており、求めた脈拍数と共に、出力部50に供給するようになっている。

【0012】出力部50は表示部51を備えており、脈拍計数部41から供給される脈拍数を表示するようになっている。表示部51は、液晶表示装置で構成することで脈拍数を画像表示し、又は、パネルに脈拍数を電光表示するようになっている。

30 【0013】図1（b）は、脈波検出装置における他の回路構成を表したものである。この図1（b）にも示されるように、（a）における増幅部24a、24b、と差動部30に代えて差動増幅部31が使用されている。そして、フィルタ部22a、22bの両出力が差動増幅部31に供給され、差動増幅部31において両出力の差分を取ると共に所定レベルの信号となるように増幅処理がなされる。このように、図1（b）の構成によれば部品点数が少なく済み、脈波検出装置を小型化することが可能になる。

40 【0014】図2は、本発明の実施形態において使用される圧電センサ10（第1及び第2の圧電センサ10a、10bの総称）の断面構造を表したものである。この図2に示されるように、圧電センサ10は、ピエゾ型の圧電素子11が使用され、この圧電素子11の一方の面にはアルミによる振動板12が配設され、この振動板12の、圧電素子11の反対側の面にはフィルム状の絶縁パッド13が配設されている。そして振動板12の外周部には圧電素子11の厚さよりも厚いスペーサ14が配置され、スペーサ14上には圧電素子11の他方側の面と所定間隔をおいて支持板15が配設されている。圧電素子11には、その電圧変化を取り出すための配線1

6が接続されている。このように構成された圧電センサ10は、絶縁パッド13を体表面に当接配置することで、体表面の変動が振動板12を介して圧電素子11に伝わり電圧変化として配線16から出力されるようになっている。

【0015】図3は、このように構成された脈波検出装置の各部における波形状態を表したものである。この図3において、波形Aはとう骨動脈2上に配置された第1の圧電センサ10aで検出され、増幅部24aで増幅された後の波形を表したものである。この波形Aに示されるように、体動が存在しない場合にはこの第1の圧電センサ10aだけからも脈波A1を検出することが容易であるが、体動が存在すると、体動+脈動の両成分を含む波形部分A2が発生してしまい、被験者が動いている場合には測定困難となる。一方波形Bは、第2の圧電センサ10bで検出され、増幅部24bで増幅された後の波形を表したものである。この波形Bに示されるように、第2の圧電センサは、とう骨動脈2上からずれた位置に配置されているので脈動による脈波は検出せず、体動による波形B1のみを検出する。この両波形Aと波形Bとの差分を差動部30で取ったものが波形Cである。この波形Cに示されるように、体動によるノイズがほぼ取り除かれており、周期的に繰り返される脈波波形Cが検出され、脈波情報取得部40に供給される。脈波情報取得部40では、この脈波波形Cにおけるピーク1間の時間 $T_1 \sim T_n$ を検出して、その平均値 $T$ を脈波数計数部41で求め、求めた平均値 $T$ から上記式(1)に従って、脈拍数 $V$ が求まる。

【0016】図4は、時計に組み込んだ脈波検出装置を表したものである。この図4に示されるように脈波検出装置(時計)60は、時計本体61と、ベルト62を備えており、第1及び第2の圧電センサ10a、10bを同一部品内にパッケージしたセンサ19がベルト62の内側に取り付けられている。時計60は、一般の時計と同様に、時計本体61を手の甲側にして左(又は右)手首に取り付けるようになっている。その際、センサ19の位置は、(b)に示されるように、とう骨動脈上に位置するようにセンサ19をベルト62の長さ方向に移動して位置調整できるようになっている。センサ19には、(c)に示されるように、とう骨動脈2上に第1の圧電センサ10aが位置するように配置され、とう骨動脈2上からずれた位置に位置するように第2の圧電センサ10bが配置されている。

【0017】時計本体61には、時計のムーブメント等の駆動部その他、フィルタ部22a、22b、増幅部24a、24b、差動部30、脈波情報取得部40、表示部51が配置されている。センサ19と、時計本体61のフィルタ部22a、22bとは、ベルト62内に組み込まれた図示しない配線によって接続されている。時計本体61の表示面(文字盤)は、時計としての時刻(や

日、曜日等)が表示される時計表示部63と、脈拍数 $V$ が表示される脈拍数表示部64および脈拍表示部65からなる表示部51とを備えている。脈拍計数部41は、差動部30から供給される脈波波形Cから脈拍数 $V$ を求めると共に、脈波波形Cのピーク1を検出する毎にパルス信号を表示部51に供給するようになっている。そして、表示部51では、脈拍数 $V$ を脈拍数表示部64にデジタル表示すると共に、供給されるパルス信号に応じて脈拍表示部65を緑色点滅するようになっている。脈拍数表示部64の脈拍数及び、脈拍表示部65の点滅を見ることができ、ユーザは自分の脈波を視覚的に認識することができる。なお、脈拍表示部65の点滅色を脈数に応じて変えるようにしてもよい。例えば、69以下を黄色点滅、脈拍数が70~90の間は青色点滅、91~110の間を緑色点滅、111~130の間を橙色点滅、131以上を赤色点滅とする。このように、脈拍数に応じて脈拍表示部65の点滅色が変化するので、現在の脈拍の状態を容易に区別することができる。

【0018】以上説明したように、第1の実施形態によれば、指向性が高い圧電センサ10を2つ使用し、第1の圧電センサ10aを動脈2上に配置することで(脈動+体動)波形Aを検出し、第2の圧電センサ10bを動脈2からずらして配置することで第1の圧電センサによる体動とほぼ同レベルの体動波形Bを検出し、両検出信号の差分から脈波波形C(=(脈動+体動)波形A-体動波形B)を得るようにした。これにより、検出した脈波波形Cは、体動成分がほぼキャンセルされると共に、第1の圧電センサ10aに含まれる脈波成分A1はそのまま残るので、より正確に脈波を検出することが可能になった。このように第1の実施形態によれば、体動によるノイズを受けることなく、簡単な構成により脈波(脈拍)を検出することができるので、日常的な生活を営みながらも継続的に脈波を検出することができる。

【0019】次に第2の実施形態について説明する。第1の実施形態では、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bによる検出信号をフィルタ処理、増幅処理をした後に両者の差分信号から脈波を取得するようにした。この実施形態によれば、歩行や体の移動程度の体動は十分に除去して正確な脈波を取得することが可能である。しかし、運動等による比較的激しい体動の検出信号は脈波波形に比べてかなり高レベルになるため、増幅器の能力をオーバーしてしまい、両圧電センサ10aと10bの差分をとっても体動成分を十分に除去できない場合がある。そこで、この第2の実施形態では、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bに発生する電荷レベルで予め体動成分をキャンセルするようにしたものである。

【0020】図5は、第2の実施形態における圧電センサ同士の接続状態を表したものである。圧電センサ10の圧電素子11は、圧力を受けた場合に電荷を発生し、

一方の面側がプラス極になり、他方の面側がマイナス極となる。第2の実施形態では、図5(a)~(d)に示すように、両圧電センサ10aと10bとを直列接続する。その際、一方の同一極同士(プラス極同士、又はマイナス極同士)を接続し、他方の同一極をそれぞれセンサ19の出力端子に接続する。これにより、センサ19からは、体動成分(ノイズ)を除去された検出信号が出力される。具体的には、図5(a)に示す例では、第1の圧電センサ10aの圧力を受けてプラス極になる面(以下、プラス極面という)を体表面に対向させ、第2の圧電センサ10bの圧力を受けてマイナス極になる面(以下、マイナス極面という)を体表面に対向させる。そして、第1の圧電センサ10aのプラス極面をセンサ19の一方の出力端子に接続し、第1の圧電センサ10aのマイナス極面と第2の圧電センサ10bのマイナス極面とを接続し、第2の圧電センサ10bのプラス極面をセンサ19の他方の出力端子に接続する。

【0021】図5(b)は、他の接続方法を示したもので、第1の圧電センサ10a、第2の圧電センサ10b共にマイナス極面を体表面に対向させ、両マイナス極面同士を接続する。そして、両プラス極面を、それぞれセンサ19の両出力端子に接続する。

【0022】図5(c)、(d)は、更に他の接続方法を示したもので、(a)、(b)ではマイナス極面同士を接続しプラス極面をセンサ19の出力端子に接続したのに対し、(c)、(d)では逆に、プラス極面同士を接続し、マイナス極面をセンサ19の出力端子に接続するようにしたものである。具体的には図5(c)に示されるように、第1の圧電センサ10aのマイナス極面を体表面に対向させ、第2の圧電センサ10bのプラス極面を体表面に対向させる。そして、第1の圧電センサ10aのマイナス極面をセンサ19の一方の出力端子に接続し、第1の圧電センサ10aのプラス極面と第2の圧電センサ10bのプラス極面とを接続し、第2の圧電センサ10bのマイナス極面をセンサ19の他方の出力端子に接続する。また、図5(d)に示されるように、第1の圧電センサ10a、第2の圧電センサ10b共にプラス極面を体表面に対向させ、両プラス極面同士を接続する。そして、両マイナス極面をそれぞれセンサ19の両出力端子に接続する。

【0023】図6は、第2の実施形態によるセンサ19を使用した脈波検出装置の構成を表したものである。なお、センサ19部分は等価回路で表示している。この図6に示すように、本実施形態の脈波検出装置では、同極面同士が接続された2つの圧電センサ10a、10bを有するセンサ19と、フィルタ部22と、増幅部24と、脈波情報取得部40と、出力部50とを有している。この脈波検出装置においても、図4に示すように、時計に組み込むことが可能であり、脈波取得部40及び出力部50は第1の実施形態と同様に機能する。

【0024】本実施形態によれば、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bを直列に接続することで、センサ19からは図3の脈波Cに相当する(フィルタ処理、増幅処理前の)波形を得ることができる。すなわち、センサ19内において体動成分(ノイズ)が除去されているため、差動部30が不要であると共に、その出力信号を処理するフィルタ部22と増幅部24が1系統でよいと、回路構成を簡略化することが可能である。また、両圧電センサ10a、10bが検出する体動信号(ノイズ)同士をセンサレベルで除去しているため、センサ19からは脈波信号と同レベルの信号を出力させることができる。従って、回路(フィルタ部22、増幅部24)のダイナミックレンジを脈波信号に合わせて有効に使用することができる。

【0025】次に第3の実施形態について説明する。この第3の実施形態では、第2の圧電センサ10bでも体動及び脈動を検出するが、体動と脈動の内の一方については第1圧電センサ10aの検出波形と同相の波形として検出し、他方については第1の圧電センサ10aと逆相の波形として検出する。これにより、脈動を逆相で検出する場合には両信号の差を取り、体動を逆相で検出する場合には両信号の和を取ることで、体動成分を除去すると共に、脈動による信号レベルを高めることができる。すなわち、検出する脈波信号のS/N比を高くすることが可能になる。

【0026】図7は第3の実施形態における両圧電センサ10a、10bの配置関係(a)、及び逆相の脈波を検出する原理(b)を表したものである。この図7

(a)に示されるように、第1の圧電センサ10aがとう骨動脈2上に配置され、第2の圧電センサ10bの端部がとう骨動脈2上に配置されるように、センサ19の取り付け位置を調整する。すなわち、図4(c)に示した第1の実施形態におけるセンサ19よりも、とう骨動脈2に対する傾きの角度が小さくなるように、ベルト62に取り付ける。

【0027】図7(b)に示すように、とう骨動脈2が脈動すると、その上部の体表面では矢印Pで示されるように盛り上がり、その反動でとう骨動脈2の両脇では矢印Qで示されるように窪むことになる。この盛り上がる部分に配置された第1の圧電センサ10aが圧力を受けて検出する脈波の波形に対して、窪み部分に配置された第2の圧電センサ10bは張力を受けて逆相の波形を検出する。一方、体動による表皮の動きは、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの両位置によって区別はなく、ほぼ同一の動きをする。このため、体動に対して両圧電センサ10a、10bは同相の波形を検出することになる。

【0028】図8は、両圧電センサ10a、10bの脈動に対する出力波形を表したものである。この図8に示されるように、第1の圧電センサ10aによる検出波形

が波形Aで、第2の圧電センサ10bによる検出波形が波形Bである。この図に示されるように、波形A中の脈波波形A2に対して、第2の圧電センサ10bでは逆相の脈波波形B2が検出される。この波形Bから波形Aを減算したものが波形Cである。この波形Cに示されるように、互いに逆相に検出される脈波波形A2とB2を減算することで、より高レベルの脈波信号Iを得ることができ、S/N比を高くすることが可能になる。

【0029】なお、第3の実施形態におけるセンサ19以外の部分の構成については、図1(a)、(b)、又は図6に示したいずれかの回路構成とすることが可能である。この場合、両圧電センサ10a、10bの接続を、図5(a)～(d)のいずれかの接続とすることで体動成分を除去することができる。一方、両圧電センサ10a、10bで検出される脈動については、圧電センサ10bで体動成分と脈波成分が逆相で検出されるので、図5(a)～(d)の接続とすることで両脈波成分が加算され、高出力レベルで取り出すことができる。

【0030】次に第4の実施形態について説明する。第1から第3の実施形態によれば、指向性の高い圧電センサを2つ使用することで極めて近似した体動波形を得ることができ、その結果、体動成分を除去することが可能になったが、両圧電センサは異なる皮膚面に当接されるため実際には異なる体動を検出していることになる。このため、腕全体を振ったり、手首5を前後に振るような動きによる体動に対しては、体動成分を十分に除去することが可能であるが、手首5を左右に振ったり、より複雑な動きがなされた場合には、必ずしも同一形状の体動波形を検出できない場合がある。そこで、本実施形態では、特性が同じ両圧電センサ10a、10bを上下二段に重ね、とう骨動脈上の体表に当接した第1の圧電センサ10aに伝わる体動と同一の動きを上側に重ねた第2の圧電センサ10bに伝える一方、脈動については第1の圧電センサ10aにのみ伝わるような構造としたものである。

【0031】図9は第4の実施形態におけるセンサ19の構造を表したものである。この図9(a)に示されるように、センサ19は、第1の圧電センサ10aがとう骨動脈上に対向配置され、その上に第2の圧電センサ10bが重ねて配置される。両圧電センサ10a、10bの構造は図2と同一である。そして、両圧電センサ10a、10bは、固定部材70により支持板15aと支持板15bとが接続されると共に、伝達部材80により絶縁パッド13a、13bを介して振動板12aと振動板12bとが連設される。この固定部材70は、伝達機構として機能する。

【0032】固定部材70は、支持板15bに固定される固定板71と、支持板15aに固定される固定板72と、両固定板71、72を連設する複数の固定柱73から構成されている。伝達部材80は、絶縁パッド13b

に取り付けられる伝達板81と、絶縁パッド13aに取り付けられて動脈上の体表面に当接される伝達板82と、複数の伝達柱83から構成されている。この伝達板81と伝達柱83が体動伝達部材として機能し、伝達板82が体動伝達板として機能する。

【0033】伝達部材80は、図9(a)に示されるように、固定部材70よりも外側に張り出るように大きく形成されている。そして、伝達板81の周縁部には、各固定柱73に対応する位置に図示しない切欠部(又は孔、以下両者を含めて単に切欠部という)が複数形成されており、この切欠部に各固定柱73が非接触状態で挿通されるようになっている。伝達板82の中心部には、動脈に沿った方向に所定幅のスリット部84が伝達板82を2分割するように形成されている。そして、このスリット部84には脈動のみを第1の圧電センサ10aに伝えるために板状の可撓性部材85(脈動伝達手段)が配設されている。この可撓性部材85としては、皮膚に接触することからシリコンが使用されるが、生ゴム、合成ゴム等のゴムやその他の各種可撓性材料が使用される。可撓性部材85は、板状の両側面がスリット部84を形成する伝達板82の端面に接着されることで固定されている。

【0034】なお、第4の実施形態におけるセンサ19以外の部分の構成については、図1(a)、(b)、又は図6に示したいずれかの回路構成とすることが可能である。図6の回路構成とする場合には、図5(a)～(d)のいずれの接続としてもよい。

【0035】次に、このように構成された第4の実施形態におけるセンサ19の動作に付いて図9(b)を参照しながら説明する。図9(b)に示されるように、とう骨動脈2による脈動pについては、とう骨動脈2に沿って配置された可撓性部材85に伝わり、第1の圧電センサ10aにのみ伝達される。これに対して、体動qは、伝達板82から第1の圧電センサ10aに伝達されると共に、伝達板82、伝達柱83及び伝達板81を伝わって第2の圧電センサ10bにも伝達される。また、ベルト62から伝わる体動や、ベルト62の外側から押された場合の押圧力等の外力r(これも体動の範疇に含まれる。)についても同様に、固定板71から第2の圧電センサ10bに伝達されると共に、固定板71、固定柱73及び固定板72を伝わって第1の圧電センサ10aにも伝達される。

【0036】このように、第4の実施形態によれば、第1及び第2の圧電センサ10a、10bを上下二段に重ね、固定部材70と伝達部材80により、体動qや外力rについては両圧電センサ10a、10bに伝達し、脈動pについては可撓性部材84により第1の圧電センサ10aにのみ伝達するようにした。このため本実施形態によれば、第1及び第2の圧電センサ10aと10bとで同一の体動を検出することができるので、体動の除去

精度をあげることができ、その結果、より正確な脈波を検出することができる。

【0037】図10は、第4の実施形態におけるセンサ19の他の構造を表したものである。なお、図9に示したセンサ19と同一部分には同一の符号を付してその説明を適宜省略し、異なる部分を中心に説明する。この図10に示したセンサ19では、固定部材70が、伝達部材80よりも外側に張り出るように大きく形成されている。そして、固定板72の周縁部には、各伝達柱83に対応する位置に切欠部（図示しない）が複数形成されており、この切欠部に各伝達柱83が非接触状態で挿通されるようになっている。このような構造とすることで、伝達板82の体表と接する面積を小さくすることができ、体動を検出する範囲を小さくすることができる。

【0038】なお、固定部材70と伝達部材80とを同一のサイズに形成するようにしてもよい。この場合、各固定柱73の配置位置と各伝達柱83の配置位置が重ならないように位相をずらして配設する。そして、伝達板81の周縁部に各固定柱73に対応する位置に切欠部を複数形成して固定柱73を非接触状態で挿通すると共に、固定板72の周縁部にも各伝達柱83に対応する位置に切欠部を複数形成して各伝達柱83を非接触状態で挿通する。このように固定部材70と伝達部材80とを同一サイズにすることでセンサ19を小型化することができる。

【0039】また、図10に示したセンサ19では、スリット部84（脈動伝達手段）に可撓性部材85を配置せず、空間部を形成するようにしている。これにより、動脈上の体表面はスリット部84に入り込み、絶縁パッド13に直接接触するようになっている。そのため、スリット部84の幅は、図9に示したスリット部よりも広く形成されている。

【0040】図11は、第4の実施形態におけるセンサ19の更に他の構造を表したものである。この図11に示されるように、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの支持板15a、15bを少し大きくして、固定板71、72を兼ねるようになっており、両支持板15a、15bが複数の固定柱73によって連設されている。そして、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの振動板12a、12bには、直接伝達板82、81が取り付けられており、絶縁パッド13a、13bは使用されていない。このため、少なくとも皮膚と当接する側の伝達板82は、アクリル板等の絶縁材料が使用される。また、伝達板82のスリット部84には絶縁性のある可撓性部材85が配設される。この図11に示したセンサ19によれば、部材点数を減らすことができるため、製造時間を短くし、製造単価を安く押さえることができる。また、センサ19全体を薄くすることができる。

【0041】なお、図11に示したセンサ19の更に他

の構造として、振動板12a、12bを少し大きくして、伝達板82、81を兼ねるようにしてもよい。この場合、皮膚と接触する振動板12aの中央部に、振動板12aを2分割するように、動脈に沿ったスリット部を図9の伝達板82と同様に設け、かつ可撓性部材85を配設する。そして、振動板12aには、フィルム状の絶縁パッド13aが取り付けられる。絶縁パッド13aは、振動板12aの部分のみに付けてもよいが、可撓性部材85の部分も含めて皮膚と接触する面全体に取り付けることで取り付け工数を減らすことができる。

#### 【0042】(3)変形例

各請求項に記載した発明は、説明した各実施形態に限定されるものではなく、各請求項に記載された範囲において、次に説明するように各種の変形例を採用することが可能である。なお、以下に説明する各変形例では、各実施形態に説明された構成と同一構成部分については説明を省略し、変形部分を中心に説明する。

#### 【0043】(a)第1の変形例

説明した各実施形態では、脈波情報取得部40に脈拍計数部41を具備させ、脈波に関する情報として脈拍数と脈波信号（パルス信号）を生成する取得処理を行うようにし、出力部50の表示部51（脈拍数表示部64、脈拍表示部65）に脈拍数と緑色点滅による脈拍を表示するようにしたのに対し、この第1の変形例では、脈波情報取得部40において脈波波形の記憶処理を行い、出力部50において外部装置に対して脈波波形を出力する。

【0044】図12は、第1の変形例における、脈波情報取得部40と出力部50の構成を表したものである。

この図12に示されるように、脈波情報取得部40は、脈波波形をデジタル信号に変換処理するA/D変換部45と、変換後の脈波情報（脈波波形）を記憶する記憶部46とを備えている。A/D変換部45には、図1(a)に示す差動部30、同(b)に示す差動増幅部31、又は図6に示す増幅部24から出力される脈波波形が供給されるようになっている。記憶部46としては、DRAM、SRAM、EEPROM、ハードディスク等の、データを磁氣的、電氣的、光學的に記憶する各種記憶媒体を使用することができ、その容量は任意であるが、少なくとも1時間分～1日分、好ましくは1週間分、さらに好ましくは1ヶ月分の脈波情報の蓄積が可能な容量が採用される。出力部50は、脈波検出装置をパーソナルコンピュータや、医療用の診断装置等の各種外部装置に接続するためのI/F部55を備えている。

【0045】このような構成の第1変形例によれば、日常生活の中で継続的に脈波を検出し、その情報を蓄積しておくことができる。そして、後日I/F部55に外部装置を接続し、蓄積した脈波情報を外部装置に一括して出力することができる。これにより、例えば、医療用の診断装置（外部装置）において、長時間分の脈波情報が得られ、そのユーザの状態を医療的な観点からより正確

に診断することができる。例えば、脈拍の揺らぎを調べることでユーザの心理的緊張状態やリラックスした状態か否かを調べることができる。また、脈波のリズム、脈拍の大きさ、脈拍の立ち上がり速度（速いか遅いか）等を調べることも可能である。

【0046】なお、脈波情報取得部40及び出力部50の構成として、第1の変形例と各実施形態とを組み合わせるようにしてもよい。すなわち、脈波情報取得部40に脈拍計数部41、A/D変換部45、記憶部46を具備させ、記憶部46にA/D変換された脈波情報（脈波波形）と、所定時間毎の脈拍数とを格納する。記憶部46に脈拍数を格納する場合の所定時間は、図示しない時間間隔設定部により、例えば、5分から24時間まで5分間隔で任意の時間を設定することができる。脈拍数は設定された時間間隔毎の脈拍数をその算出時刻を示すデータと共に格納される。そして、出力部50に表示部51とI/F部55を具備させ、表示部51に脈拍数64と、脈波表示（緑色点滅）65を表示する。I/F部55に外部装置が接続された場合には、記憶部46に格納された脈波情報と、必要に応じて一定時間毎の脈拍数と時刻データ、及び脈拍計数部41から供給されるパルス信号を出力する。なお、表示部51には、脈拍数と脈波表示（緑色点滅）に加えて（又は、画面切替信号の入力による別画面において）、脈波波形（図3又は図8のC）を表示させるようにしてもよい。この場合の脈波波形としては、差動部30、差動増幅部31又は増幅部24から出力される脈波波形をリアルタイムに表示すると共に、日時や時刻を指定することで該当する脈波波形を記憶部46から読み出して過去の脈波波形を表示するようにしてもよい。

#### 【0047】（b）第2の変形例

説明した各実施形態では、センサ19をベルト62に取り付けたが時計本体61の文字盤と反対側（体表と接する側）にセンサ19を取り付けるようにしてもよい。この場合、脈拍の測定を行う際には、時計本体61を手の甲と反対側にし、センサ19をとう骨動脈2上に位置させる。そして、被験者が脈波検出の開始を支持するボタンを押下する（又は開始キーを選択する）ことで、脈波の検出が開始される。このようにセンサ19を時計本体61に配置することで、配線をベルト62内に組み込む必要がなくなる。

#### 【0048】（c）第3の変形例

第3の変形例として、脈波検出装置を時計に組み込むことなく、単独の装置として構成してもよい。この場合においても、時計の場合と同様に、センサ19とその他の部分を分離して構成し、センサ19をとう骨動脈2上にベルトで配置し、センサ19以外の各部（フィルタ部22、増幅部24、差動部30、脈波情報取得部40、出力部50）を手の甲側に配置してもよい。また、センサ19以外の部分を、センサ19が取り付けられたベルト

とは別体で構成し、両者を配線で接続するようにしてもよい。この場合、例えば、Yシャツ等の薄手の衣類の上から上腕動脈上にセンサ19を配置し、センサ19以外の部分を胸ポケットやスーツの内ポケットに収納するようにしてもよい。なお、第2の変形例と第3の変形例は、第1の変形例と組み合わせることも可能である。また、とう骨動脈、上腕動脈以外に、大腿動脈、総頸動脈、尺骨動脈、前頸骨動脈、後頸骨動脈、足背動脈、しつか動脈（ひかがみ動脈）上に第1の圧電センサ10aを配置するようにしてもよい。そして、脈波検出装置を取り受ける動脈位置によっては、ベルトやバンドではなく医療用のテープを使用して動脈上にセンサ19を固定するようにしてもよい。

【0049】なお、図4（c）と図7（a）に示したセンサ19は、とう骨動脈2上に配置した第2の圧電センサ10aの手首外側に第2の圧電センサ10bを配置したが、反対側（とう骨動脈上の手首内側）に第2の圧電センサ10bを配置するようにしてもよい。

【0050】図9、図10、図11に示した第4の実施形態では、動脈に沿って形成されたスリット部84によって伝達板82が2分割された構成としたが、両伝達板の動脈に沿った両端部同士を接続部材で接続するようにしてもよい。この場合、接続部材が動脈上の体表面に当接すると脈動が第2の圧電センサ10bに伝達されてしまうので、接続部材をアーチ形状にして脈動上の体表面に当接しないようにする。このように接続部材で動脈上の両側に配置される伝達板82を接続することで、伝達板82の強度を高めることができる。なお、伝達板82端部に接続部材を接続するのは第1の圧電センサ10aが存在するためであり、第1の圧電センサを避けた位置であれば必ずしも端部でなくてもよい。

#### 【0051】

【発明の効果】本発明の脈波検出装置によれば、動脈上に配置される第1の圧電センサによる検出信号と、動脈上を避けた近傍に配置される第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得するようにしたので、脈波成分を弱めることなく体動成分を除去することができる。従って体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することができる。また本発明の脈波検出装置によれば、動脈上の体表に当接した第1の圧電センサに伝わる体動と同一の動きを第2の圧電センサに伝える一方、脈動については第1の圧電センサにのみ伝わるような構造としたので、体動の除去精度をあげることができる。その結果、より正確な脈波を検出することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明における第1の実施形態の脈波検出装置の構成図である。

【図2】同上、脈波検出装置で使用される圧電センサの構造を示した説明図である。

【図3】同上、脈波検出装置の各部における波形状態を表した波形図である。

【図4】同上、脈波検出装置を時計に組み込んだ状態及び脈波検出状態を表した説明図である。

【図5】本発明の第2の実施形態における圧電センサ同士の接続状態を表した説明図である。

【図6】第2の実施形態における脈波検出装置の構成図である。

【図7】第3の実施形態における両圧電センサの配置関係(a)と検出原理(b)を表した説明図である。

【図8】第3の実施形態における両圧電センサの脈動に対する出力波形図である。

【図9】第4の実施形態におけるセンサの構造を表した説明図である。

【図10】第4の実施形態におけるセンサの他の構造を表した説明図である。

【図11】第4の実施形態におけるセンサの更に他の構造を表した説明図である。

【図12】第1の変形例における、脈波情報取得部と出力部の構成図である。

【図13】圧電素子を使用した従来の脈波検出装置の構成図である。

【符号の説明】

2 とう骨動脈

5 手首

10 圧電センサ

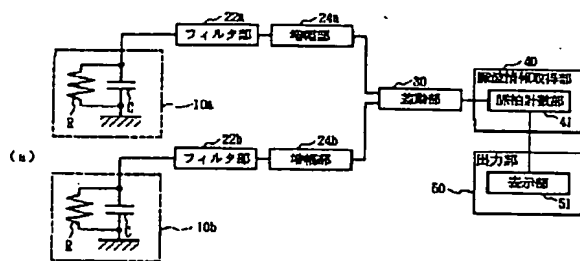
10a 第1の圧電センサ

10b 第2の圧電センサ

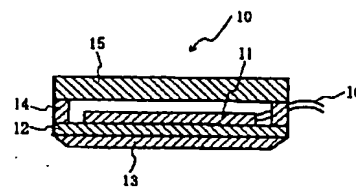
11 圧電素子

- \* 12 振動板
- 13 絶縁パッド
- 14 スペーサ
- 15 支持板
- 16 配線
- 19 センサ
- 22a、22b フィルタ部
- 24a、24b 増幅部
- 30 差動部
- 31 差動増幅部
- 40 脈波情報取得部
- 41 脈拍計数部
- 45 A/D変換部
- 46 記憶部
- 50 出力部
- 51 表示部
- 55 I/F部
- 60 時計
- 61 時計本体
- 62 ベルト
- 63 時計表示部
- 64 脈拍数表示部
- 65 脈拍表示部
- 70 固定部材
- 71、72 固定板
- 73 固定柱
- 80 伝達部材
- 81、82 伝達板
- 83 伝達柱

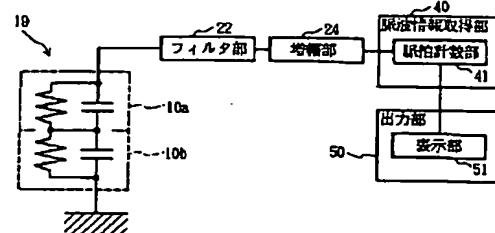
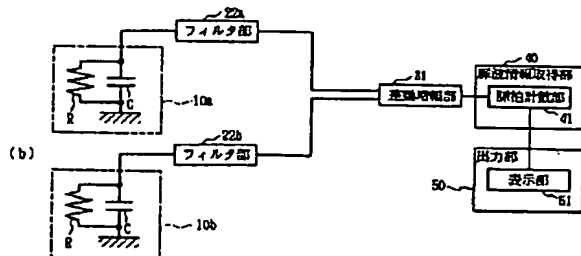
【図1】



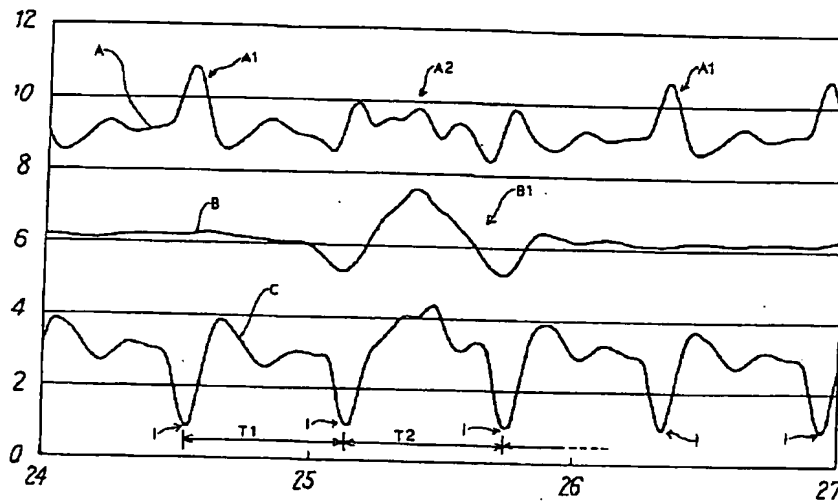
【図2】



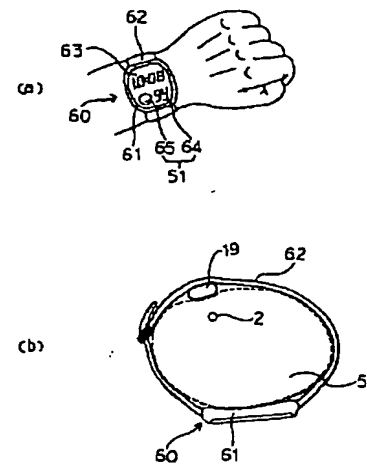
【図6】



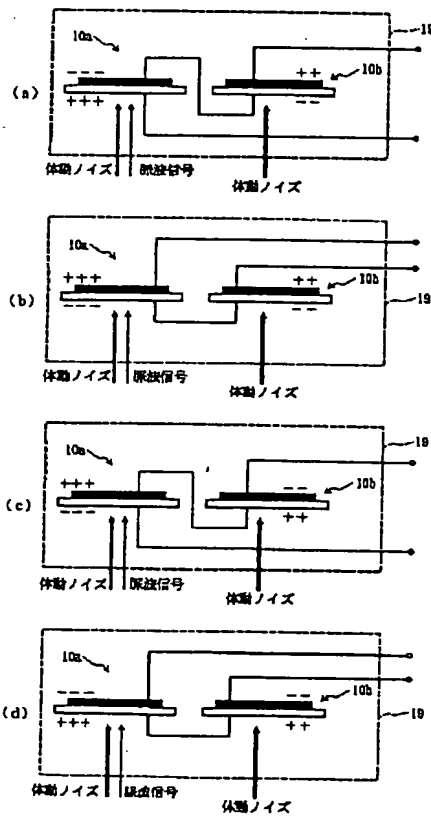
【図3】



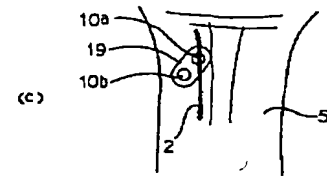
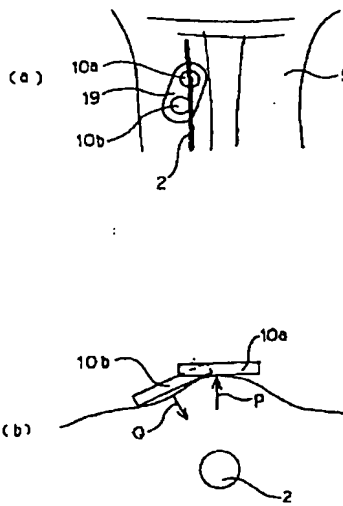
【図4】



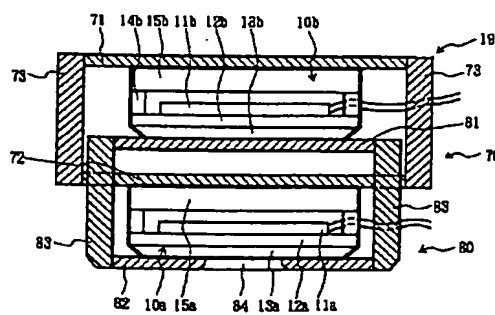
【図5】



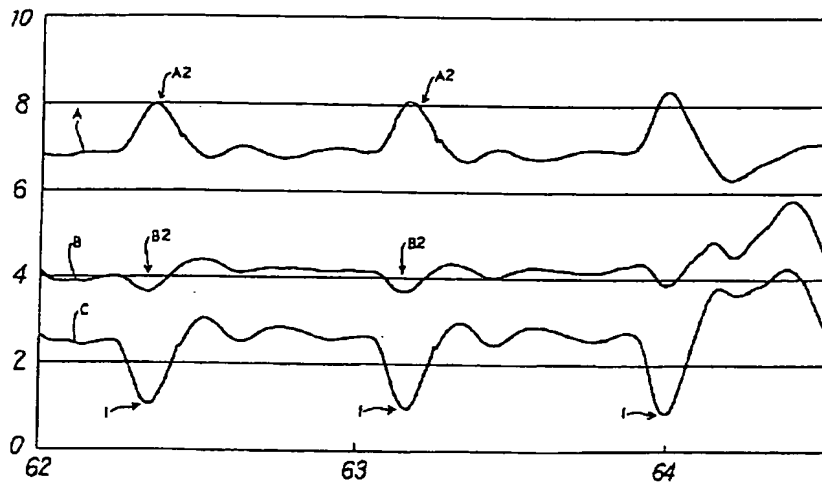
【図7】



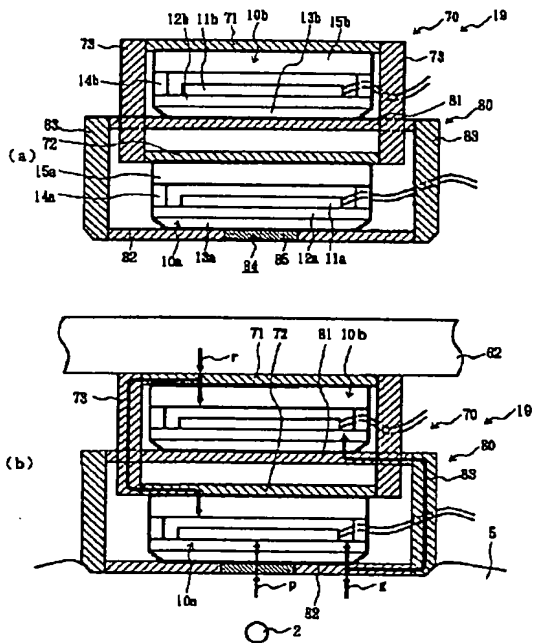
【図10】



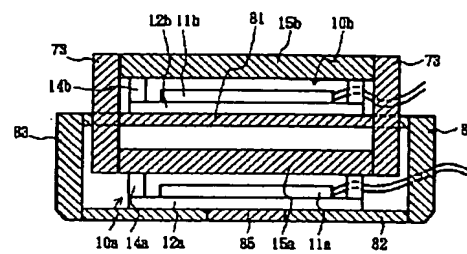
【図8】



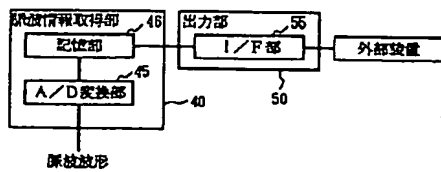
【図9】



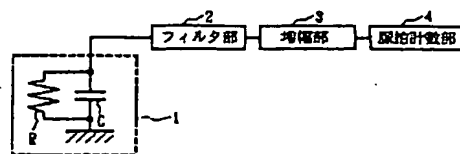
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AB02 AC03 BB12  
BC07 BC11 BD01 CC04 FF15

## \* NOTICES \*

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The 1st piezo-electric sensor which is arranged on an artery and detects pulsation of said artery, and the pressure fluctuation of the body surface by the body motion, The 2nd piezo-electric sensor which is arranged in near which avoided said artery top, and detects the pressure fluctuation of the body surface by the body motion, Pulse wave detection equipment characterized by providing a pulse wave information acquisition means to acquire the information about a pulse wave from the detecting signal by said 1st piezo-electric sensor, and the detecting signal by said 2nd piezo-electric sensor, and an output means to output the information about the pulse wave acquired by this pulse wave information acquisition means.

[Claim 2] Said 2nd piezo-electric sensor is pulse wave detection equipment according to claim 1 characterized by being arranged in the location where it touches near [ the ] the edge on said artery, and detecting pulsation of said artery, and the pressure fluctuation of the body surface by the body motion, and detecting one side of said pulsation and said body motion by the 1st [ said ] detecting signal and opposition by the piezo-electric sensor.

[Claim 3] When the detecting signal of the 1st [ said ] piezo-electric sensor to said body motion and the detecting signal of said 2nd piezo-electric sensor connect the sides used as a like pole, it is pulse wave detection equipment according to claim 1 or 2 which connects said 1st piezo-electric sensor and said 2nd piezo-electric sensor to a serial, and is characterized by said pulse wave information acquisition means acquiring the information about a pulse wave from the output signal of said both piezo-electricity sensor by which series connection was carried out.

[Claim 4] The 1st piezo-electric sensor which detects pressure fluctuation, and the 2nd piezo-electric sensor which is arranged at said piezo-electric 1st sensor bottom, and detects pressure fluctuation, The pulsating means of communication which transmits the pressure fluctuation of the body surface by pulsation of an artery to said 1st piezo-electric sensor, The body motion transfer plate which contacts the body surface of the location which avoided said artery top, and transmits the pressure fluctuation of the body surface by the body motion to said 1st piezo-electric sensor, The body motion transfer member which transmits the pressure fluctuation of this transfer plate to the field of the side which detects the pressure fluctuation of said 2nd piezo-electric sensor, Pulse wave detection equipment characterized by providing a pulse wave information acquisition means to acquire the information about a pulse wave from the detecting signal by said 1st piezo-electric sensor, and the detecting signal by said 2nd piezo-electric sensor, and an output means to output the information about the pulse wave acquired by this pulse wave information acquisition means.

[Claim 5] Pulse wave detection equipment according to claim 4 characterized by having the transfer device in which the force which the field of the side which does not detect the pressure fluctuation of said 2nd piezo-electric sensor receives is transmitted to the field of the side which does not detect the pressure fluctuation of said 1st piezo-electricity sensor.

[Claim 6] Pulse wave detection equipment according to claim 4 or 5 characterized by what the slit section which met said artery is formed in said body motion transfer plate, and the flexible member arranged in said slit section or said slit section is made into said pulse wave means of communication for.

[Claim 7] It is pulse wave detection equipment given in any 1 claim of claim 1 to the claims 6 which said pulse wave information acquisition means acquires a pulse rate as information about a pulse wave, and are characterized by what said output means outputs for the pulse rate acquired by said pulse wave information acquisition means.

[Claim 8] It is pulse-wave detection equipment given in any 1 claim of claim 1 to the claims 6 which said pulse-wave information acquisition means is equipped with a storage means store said pulse-wave signal, and it acquires said pulse-wave signal for predetermined time as information about a pulse wave, store it in said storage means, and are characterized by what said output means outputs said pulse-wave signal stored in said storing means for.

[Claim 9] It is pulse wave detection equipment given in any 1 claim of claim 1 to the claims 6 which it has a display means, and said pulse wave information acquisition means acquires a pulse rate or a pattern of pulse wave as information about a pulse wave, and are characterized by what said output means outputs for the pulse rate or pattern of pulse wave acquired by said pulse wave information acquisition means to said display means.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to pulse wave detection equipment, and relates to the pulse wave detection equipment which detects a pulse wave from the pressure fluctuation of the artery by the blood flow in a detail.

[0002]

[Description of the Prior Art] Detecting the pulse wave by the blood flow which flows an artery is widely performed, in case a medical site and the health care are performed. Detecting a pulse rate etc. automatically electronically using pulse wave detection equipment besides in case palpation detecting this pulse wave detection as a pulse rate of predetermined time is also performed widely. As equipment which detects a pulse wave electronically and obtains a pulse rate, the approach of using a piezoelectric device, the approach of detecting optically, etc. are put in practical use. As an approach of using a piezoelectric device, it has arranged on an artery by having used the piezoelectric device of a piezo mold as the sensor, and the pulse rate is detected from the pressure variation (variation rate of the epidermis by the pressure) of the epidermis accompanying the pressure variation inside an artery. Drawing 13 expresses the equal circuit of the conventional pulse wave detection equipment which used the piezoelectric device. As shown in this drawing 13, one piezoelectric device 1 was used for conventional pulse wave detection equipment, and it has detected the pressure variation of the epidermis by the artery as electrical-potential-difference change. And a pulse rate is detected from the changing wave shape according [ the wave by the output signal / on the number section 4 of the pulsometer through and after being further amplified by the amplifier 3, and ] the filter section 2 to electrical-potential-difference change.

[0003] The approach of on the other hand detecting optically detects a pulse from change of the amount of extinction accompanying change of the amount of hemoglobin in blood, emitted light with the light emitting diode, and has detected the pulse from the light income in the photo transistor which receives this.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, although it could detect correctly with conventional pulse wave detection equipment when a pulse wave was detected in the condition of having made it the rest at the hospital or the house, when the subject moved during detection, the body motion noise (noise based on a motion of the subject) occurred, and an exact pulse wave was not able to be detected. That is, if it was the case where a piezoelectric device is used, since the epidermis of a component part would move by the body motion of the subject and a piezoelectric device would also detect body motions other than pulsation, even if it was the range of an everyday motion, when the subject was moving, an exact pulse wave was not able to be detected. On the other hand, since the blood stream of an artery changed with body motions a lot similarly when detecting blood pressure from the amount of extinction of light, when the subject was moving, an exact pulse wave was not able to be detected.

[0005] Then, it was made in order that this invention might solve the technical problem in such conventional pulse wave detection equipment, and it aims at offering the pulse wave detection equipment [ there are few detection errors by the body motion, and ] which can detect a more exact pulse wave.

[0006]

[Means for Solving the Problem] The 1st piezo-electric sensor which is arranged on an artery and detects pulsation of said artery, and the pressure fluctuation of the body surface by the body motion in this invention, The 2nd piezo-electric sensor which is arranged in near which avoided said artery top, and detects the pressure fluctuation of the body surface by the body motion, Pulse wave detection equipment is made to possess a pulse wave information acquisition means to acquire the information about a pulse wave from the detecting signal by said 1st piezo-electric sensor, and the detecting signal by said 2nd piezo-electric sensor, and an output means to output the information about the pulse wave acquired by this pulse wave information acquisition means. Thus, by detecting a body motion and pulsation by one side of two narrow piezo-electric sensors, and detecting a body motion on the other hand, the orientation range can remove a body motion component and can acquire pulse wave information. For this reason, it is hard to be influenced by the body motion, and even if it is leading an everyday life, a pulse wave is continuously detectable [ always carrying ]. Moreover, by this invention, said 2nd piezo-electric sensor is arranged in the location where it touches near [ the ] the edge on said artery, and detects pulsation of said artery, and the pressure fluctuation of the body surface by the body motion, and detects one side of said pulsation and said body motion by the 1st [ said ] detecting signal and opposition by the piezo-electric sensor. Thereby, while a body motion component is removable, the detecting signal of pulsation can be obtained by high power. Moreover, in this invention, when the detecting signal of the 1st [ said ] piezo-electric sensor to said body motion and the detecting signal of said 2nd piezo-electric sensor connect the sides used as a like pole, said 1st piezo-electric sensor and said 2nd piezo-electric sensor are connected to a serial, and said pulse wave information acquisition means acquires the information about a pulse wave from the output signal of said both piezo-electricity sensor by which series connection was carried out. Thereby, in both the piezo-electricity sensor, a body motion signal is removable. Moreover, the 1st piezo-electric sensor which detects pressure fluctuation in this invention and the 2nd piezo-electric sensor which is arranged at said piezo-electric 1st sensor bottom, and detects pressure fluctuation, The pulsating means of communication which transmits the pressure fluctuation of the body surface by pulsation of an artery to said 1st piezo-electric sensor, The body motion transfer plate which contacts the body surface of the location which avoided said artery top, and transmits the pressure fluctuation of the body surface by the body motion to said 1st piezo-electric sensor, The body motion transfer member which transmits the pressure fluctuation of this transfer plate to the field of the side which detects the pressure fluctuation of said 2nd piezo-electric sensor, Pulse wave detection equipment is made to possess a pulse wave information acquisition means to acquire the information about a pulse wave from the detecting signal by said 1st piezo-electric sensor, and the detecting signal by said 2nd piezo-electric sensor, and an output means to output the information about the pulse wave acquired by this pulse wave information acquisition means. Thereby, the same body motion as the body motion detected by the 1st piezo-electric sensor is detectable by the 2nd piezo-electric sensor. Moreover, in this invention, it has the transfer device in which the force which the field of the side which does not detect the pressure fluctuation of said 2nd piezo-electric sensor receives is transmitted to the field of the side which does not detect the pressure fluctuation of said 1st piezo-electricity piezo-electricity sensor. Thereby, the same force as the force of joining the 2nd piezo-electric sensor from the outside can be transmitted to the 1st piezo-electric sensor. Moreover, in this invention, the slit section which met said artery is formed in said body motion transfer plate, and let the flexible member arranged in said slit section or said slit section be said pulse wave means of communication. Moreover, in this invention, said pulse wave information acquisition means acquires a pulse rate as information about a pulse wave, and said output means outputs the pulse rate acquired by said pulse wave information acquisition means. Moreover, in this invention, said pulse wave information acquisition means is equipped with a storage means to store said pulse wave signal, acquires said pulse wave signal for predetermined time as information about a pulse wave, and stores it in said storage means, and said output means outputs said pulse wave signal stored in said storing means. Moreover, in this invention, it has a display means, said pulse wave information acquisition means acquires a pulse rate or a pattern of pulse wave as information about a pulse wave, and said output means outputs the pulse rate or pattern of pulse wave acquired by said pulse wave information acquisition means to said display means.

[0007]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of the suitable operation in the pulse wave detection equipment of this invention is explained to a detail with reference to drawing 12 from drawing 1.

(1) With the operation gestalt of the outline 1st of the 1st operation gestalt, use the 1st piezo-electric sensor and the 2nd piezo-electric sensor which used the piezoelectric device, and arrange the 1st piezo-electric sensor in the location which separated the 2nd piezo-electric sensor slightly from the artery on the artery. Although the signal corresponding to a pattern of pulse wave and a body motion wave is outputted from the 1st piezo-electric sensor on an artery since the sensor which used the piezoelectric device has narrow directivity, from the 2nd piezo-electric sensor which is not on an artery, only the signal corresponding to a body motion wave is outputted. By taking the difference of the output of these 1st and 2nd piezo-electric sensors, a body motion component is canceled, an exact pulse wave can be detected, and a pulse rate and wave information are acquired from this pulse wave.

[0008] In addition, two conventional pulse sensors which detect a pulse from the amount of extinction are used, one side is arranged on an artery, another side is arranged in the location distant from on the artery, and although detecting a pulse wave from the difference of both the sensors output is also considered, an exact pulse wave is necessarily undetectable. That is, when the sensor by which the sensor on an artery detected the body motion wave and the pattern of pulse wave, and separated from on the artery detects only a body motion wave, it is possible to detect the pulse wave of sufficient signal level from the difference of both detecting signals. However, since the sensor which detects a pulse from the amount of extinction has the wide orientation range of the light irradiated, even if it arranges a sensor in the location distant from on the artery, a pulse wave will be detected although it is lower than the disregard level. Although a body motion wave can be removed when the difference of the detecting signal by both sensors is taken, signal level will become low and it will become impossible for this reason, for a pattern of pulse wave to also detect an exact pulse wave by difference. Moreover, extinction of the light from issue diode is carried out by the capillary of a large number which exist near a body surface. For this reason, the sensor arranged in a different location had detected change of the amount of extinction by different capillary. Furthermore, when the blood stream of an artery mainly changes and the blood stream of a capillary mainly changes with body motions, both the blood streams of an artery and a capillary may change and, as for both sensors, detection has unreasonableness considering change of a body motion as the same wave.

[0009] Then, by the 1st piezo-electric sensor, he catches change of the epidermis by pulsation by directivity using a high (the orientation range being narrow) piezoelectric device with this operation gestalt, and is trying not to catch by the 2nd piezo-electric sensor. And he is trying for both sensors to catch similarly about the body motion which gets across to epidermis. It becomes possible to be able to remove only a body motion component (cancellation) and to detect an exact pulse wave by taking the difference of both sensors, by this, without weakening the pulse wave component caught by the 1st piezo-electric sensor. The pulse rate which acquired the pulse rate as information about a pulse wave, and was acquired from this pattern of pulse wave to the display is expressed as the 1st operation gestalt. Moreover, as acquisition processing of the information about a pulse wave, A/D conversion of the pattern of pulse wave is carried out, and it memorizes in memory, and image display of the wave is carried out, or it is outputted to a display at various external devices, such as a personal computer and diagnostic equipment of medical application.

[0010] (2) The detail drawing 1 of the 1st operation gestalt expresses the configuration of the pulse wave detection equipment of the 1st operation gestalt. As shown in this drawing 1 (a), pulse wave detection equipment 1st piezo-electric sensor 10a arranged on an artery, and 2nd piezo-electric sensor 10b arranged in the location (location which does not have the epidermis change by pulsation near the 1st piezo-electric sensor 10a) distant from on the artery, It has the filter sections 22a and 22b which remove a noise component from the output of these 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b, and the amplifiers 24a and 24b which amplify that output. The piezoelectric device of the piezo mold in which both 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b had the same property is used. Moreover, the output of both the amplifiers 24a and 24b was inputted, and pulse wave detection equipment is equipped with the pulse wave information acquisition section 40 which acquires pulse wave information from the pattern of pulse wave by the differential section 30 and the differential section 30 which obtain a pattern of pulse

wave from both difference, and the output section 50 which outputs the acquired pulse wave information. In addition, it expresses with drawing 1 about the piezo-electric sensors 10a and 10b in Capacitor C and the equal circuit by Resistance R.

[0011] The pulse wave information acquisition section 40 is equipped with the number section 41 of pulsometer which carries out counting of the pulse rate from the pattern of pulse wave obtained in the differential section 30. In this number section 41 of pulsometer, count measurement of predetermined of the time interval between each pulse wave (for example, 3 times, 5 times, 7 times, 10 etc. times, etc.) is carried out, and it asks for the pulse rate V for 1 minute after the mean time T of the measuring time of each time according to the following formula (1).

$$V=60/T \text{ --- (1)}$$

In addition, the number w of pulse waves which is not restricted when asking for a pulse rate from the mean time T between pulse waves, for example, exists in predetermined time t (for example, 10 seconds) is detected, and you may make it ask for the pulse rate V for 1 minute with the following formula (2).

$$V=wx (60/t) \text{ --- (2)}$$

In the number section 41 of pulsometer, the output section 50 is supplied with the pulse rate for which was made to generate the pulse wave signal which shows existence of pulse waves, such as a pulse signal, for every pulse wave, and it asked.

[0012] The output section 50 is equipped with the display 51, and displays the pulse rate supplied from the number section 41 of pulsometer. A display 51 carries out image display of the pulse rate with constituting from a liquid crystal display, or may be made to indicate the pulse rate at a panel by lightning.

[0013] Drawing 1 (b) expresses other circuitry in pulse wave detection equipment. As shown in this drawing 1 (b), it replaces with Amplifiers 24a and 24b and the differential section 30 in (a), and the differential amplifier section 31 is used. And both the outputs of the filter sections 22a and 22b are supplied to the differential amplifier section 31, and while taking the difference of both outputs in the differential amplifier section 31, magnification processing is made so that it may become the signal of predetermined level. Thus, according to the configuration of drawing 1 (b), it enables them for there to be few components mark, to end and to miniaturize pulse wave detection equipment.

[0014] Drawing 2 expresses the cross-section structure of the piezo-electric sensor 10 (generic name of the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b) used in the operation gestalt of this invention. As shown in this drawing 2, the piezoelectric device 11 of a piezo mold is used, the diaphragm 12 by aluminum is arranged in one field of this piezoelectric device 11, and, as for the piezo-electric sensor 10, the insulating film-like pad 13 is arranged in the field of the opposite side of a piezoelectric device 11 of this diaphragm 12. And the spacer 14 thicker than the thickness of a piezoelectric device 11 is arranged at the periphery section of a diaphragm 12, the field and predetermined spacing of the other side of a piezoelectric device 11 are set on a spacer 14, and the support plate 15 is arranged. The wiring 16 for taking out the electrical-potential-difference change is connected to the piezoelectric device 11. Thus, fluctuation of a body surface is outputted to a piezoelectric device 11 from wiring 16 as propagation electrical-potential-difference change through a diaphragm 12 because the constituted piezo-electric sensor 10 carries out contact arrangement of the insulating pad 13 in a body surface.

[0015] Drawing 3 expresses the wave condition in each part of the pulse wave detection equipment constituted in this way. In this drawing 3 R> 3, it is detected by 1st piezo-electric sensor 10a arranged on Wave A and the \*\*\*\* artery 2, and the wave after being amplified by amplifier 24a is expressed. As shown in this wave A, when a body motion does not exist, it is easy to detect a pulse wave A1 only from this 1st piezo-electric sensor 10a, but if a body motion exists, the wave part A2 containing both the components of body motion + pulsation occurs, and measuring will become difficult when the test subject is moving. On the other hand, Wave B is detected by 2nd piezo-electric sensor 10b, and expresses the wave after being amplified by amplifier 24b. Since it is arranged in the location [ on / the 2nd piezo-electric sensor and the \*\*\*\* artery 2 ] shifted as shown in this wave B, the pulse wave by pulsation does not detect but detects only wave B1 by the body motion. It is Wave C which took the difference of this both waves A and Wave B in the differential section 30. As shown in this wave C, the noise by the body motion is removed mostly, the pattern of pulse wave C repeated periodically is detected, and the pulse wave information acquisition section 40 is supplied. the time amount T1-Tn between the peaks [ in / at the pulse

wave information acquisition section 40 / this pattern of pulse wave C ] I — detecting — that average T — the number of pulse waves — counting — in the section 41, it asks and a pulse rate V can be found according to the above-mentioned formula (1) from the calculated average T.

[0016] Drawing 4 expresses the pulse wave detection equipment built into the clock. As shown in this drawing 4, pulse wave detection equipment (clock) 60 is equipped with the body 61 of a clock, and the belt 62, and the sensor 19 which packed the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b in the same components is attached inside the belt 62. Like a common clock, a clock 60 makes the body 61 of a clock the back side of a hand, and attaches it in a left (or right) wrist. In that case, it moves in the die-length direction of a belt 62, and the location of a sensor 19 can justify a sensor 19 now so that being shown in (b) may be located on a \*\*\*\* artery as like. It is arranged so that 1st piezo-electric sensor 10a may be located [ being shown in a sensor 19 at (c), and ] on the \*\*\*\* artery 2 as like, and 2nd piezo-electric sensor 10b is arranged so that it may be located in the location [ on / the \*\*\*\*\* artery 2 ] shifted.

[0017] The filter sections 22a and 22b besides mechanical components, such as a movement of a clock, Amplifiers 24a and 24b, the differential section 30, the pulse wave information acquisition section 40, and a display 51 are arranged at the body 61 of a clock. A sensor 19 and the filter sections 22a and 22b of the body 61 of a clock are connected by wiring which was incorporated in the belt 62 and which is not illustrated. The screen (dial face) of the body 61 of a clock is equipped with the clock display 63 as which the time of day (a day, day of the week, etc.) as a clock is displayed, and the display 51 which consists of the pulse numeral section 64 and the pulse display 65 as which a pulse rate V is displayed. Whenever it detects the peak I of a pattern of pulse wave C, the number section 41 of pulsometer supplies a pulse signal to a display 51, while asking for a pulse rate V from the pattern of pulse wave C supplied from the differential section 30. And in a display 51, while carrying out digital display of the pulse rate V to the pulse numeral section 64, according to the pulse signal supplied, green flashing of the pulse display 65 is carried out. A user can recognize his pulse wave visually by seeing the pulse rate of the pulse numeral section 64, and flashing of the pulse display 65. In addition, you may make it change the flashing color of the pulse display 65 according to the number of pulses. 69 or less [ for example, ] — between 70-90, between green flashing, and 111-130 is considered as orange flashing, and yellow flashing and a pulse rate consider 131 or more for between blue flashing, and 91-110 as red flashing. Thus, since the flashing color of the pulse display 65 changes according to a pulse rate, the condition of the present pulse is easily distinguishable.

[0018] As explained above, according to the 1st operation gestalt, two piezo-electric sensors 10 with high directivity are used. Wave (pulsating + body motion) A is detected by arranging 1st piezo-electric sensor 10a on an artery 2. The body motion wave B of this level is mostly detected with the body motion by the 1st piezo-electric sensor by shifting and arranging 2nd piezo-electric sensor 10b from an artery 2, and the pattern of pulse wave C (= (pulsating + body motion) wave A-body motion wave B) was obtained from the difference of both detecting signals. Thereby, it enabled the body motion component, as for the detected pattern of pulse wave C, to detect a pulse wave to accuracy more, since the pulse wave component A1 contained in 1st piezo-electric sensor 10a remains as it is while being canceled mostly. Thus, since an easy configuration can detect a pulse wave (pulse) according to the 1st operation gestalt, without receiving the noise by the body motion, a pulse wave is [ an everyday life ] continuously detectable even with business.

[0019] Next, the 2nd operation gestalt is explained. With the 1st operation gestalt, after carrying out filtering and magnification processing for the detecting signal by 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b, the pulse wave was acquired from both differential signal. According to this operation gestalt, it fully removes and the body motion of migration extent of a walk or the body can acquire an exact pulse wave. However, since the detecting signal of the comparatively intense body motion by movement etc. is considerably set to a high level compared with a pattern of pulse wave, it exceeds the capacity of an amplifier and may fully be unable to remove a body motion component for the difference of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b at all. So, in this 2nd operation gestalt, a body motion component is beforehand canceled on the charge level generated in 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b.

[0020] Drawing 5 expresses the connection condition of the piezo-electric sensors in the 2nd operation gestalt. The piezoelectric device 11 of the piezo-electric sensor 10 generates a charge, when a pressure is received, one field side becomes a plus pole, and the field side of another side

serves as a minus pole. With the 2nd operation gestalt, as shown in drawing 5 (a) – (d), series connection of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b is carried out. In that case, one same poles (plus poles or minus poles) are connected, and the same pole of another side is connected to the output terminal of a sensor 19, respectively. Thereby, from a sensor 19, the detecting signal removed in the body motion component (noise) is outputted. The field (henceforth a plus pole face) which becomes a plus pole in response to the pressure of 1st piezo-electric sensor 10a is made to counter a body surface, and the field (henceforth a minus pole face) which becomes a minus pole in response to the pressure of 2nd piezo-electric sensor 10b is made to specifically counter a body surface in the example shown in drawing 5 (a). And the plus pole face of 1st piezo-electric sensor 10a is connected to one output terminal of a sensor 19, the minus pole face of 1st piezo-electric sensor 10a and the minus pole face of 2nd piezo-electric sensor 10b are connected, and the plus pole face of 2nd piezo-electric sensor 10b is connected to the output terminal of another side of a sensor 19.

[0021] Drawing 5 (b) is what showed other connection methods, and 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b make a minus pole face counter a body surface, and it connects both minus pole faces. And both the plus pole face is connected to both the output terminals of a sensor 19, respectively.

[0022] Drawing 5 (c) and (d) are what showed the connection method of further others, to having connected minus pole faces and having connected the plus pole face to the output terminal of a sensor 19, by (c) and (d), conversely, connect plus pole faces and connect a minus pole face to the output terminal of a sensor 19 at (a) and (b). The minus pole face of 1st piezo-electric sensor 10a is made to counter a body surface, and the plus pole face of 2nd piezo-electric sensor 10b is made to counter a body surface, as specifically shown in drawing 5 (c). And the minus pole face of 1st piezo-electric sensor 10a is connected to one output terminal of a sensor 19, the plus pole face of 1st piezo-electric sensor 10a and the plus pole face of 2nd piezo-electric sensor 10b are connected, and the minus pole face of 2nd piezo-electric sensor 10b is connected to the output terminal of another side of a sensor 19. Moreover, as shown in drawing 5 (d), 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b make a plus pole face counter a body surface, and both plus pole faces are connected. And both the minus pole face is connected to both the output terminals of a sensor 19, respectively.

[0023] Drawing 6 expresses the configuration of the pulse wave detection equipment which used the sensor 19 by the 2nd operation gestalt. In addition, sensor 19 part is displayed in the equal circuit. As shown in this drawing 6 R> 6, with the pulse wave detection equipment of this operation gestalt, it has the sensor 19 which has two piezo-electric sensors 10a and 10b to which like-pole sides were connected, the filter section 22, an amplifier 24, the pulse wave information acquisition section 40, and the output section 50. In this pulse wave detection equipment, as shown in drawing 4, including in a clock is possible and the pulse wave acquisition section 40 and the output section 50 function as the 1st operation gestalt similarly.

[0024] According to this operation gestalt, the wave (before filtering and magnification processing) equivalent to the pulse wave C of drawing 3 can be acquired from a sensor 19 by connecting 1st piezo-electric sensor 10a and 2nd piezo-electric sensor 10b to a serial. That is, since \*\*\*\* [ the number of the filter sections 22 and the amplifiers 24 which process the output signal / one ] since the body motion component (noise) is removed in the sensor 19, while the differential section 30 is unnecessary, it is possible to simplify circuitry. Moreover, since the body motion signals (noise) which both the piezo-electricity sensors 10a and 10b detect are removed on sensor level, a pulse wave signal and the signal of this level can be made to output from a sensor 19. Therefore, the dynamic range of a circuit (the filter section 22, amplifier 24) can be effectively used according to a pulse wave signal.

[0025] Next, the 3rd operation gestalt is explained. With this 3rd operation gestalt, although 2nd piezo-electric sensor 10b also detects a body motion and pulsation, about one of a body motion and the pulsation, it detects as the detection wave of 1st piezo-electricity sensor 10a, and a wave of an inphase, and detects as a wave of 1st piezo-electric sensor 10a and opposition about another side. By this, in detecting pulsation by opposition, it takes the difference of both signals, and by taking the sum of both signals, in detecting a body motion by opposition, while removing a body motion component, the signal level by pulsation can be raised. That is, it becomes possible to make high the S/N ratio of the pulse wave signal to detect.

[0026] Drawing 7 expresses the principle (b) which detects the arrangement relation (a) of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b in the 3rd operation gestalt, and the pulse wave of opposition. it is shown in this drawing 7 (a) — as — 1st piezo-electric sensor 10a — \*\* — it arranges on the \*\*\*\* artery 2 — having — the edge of 2nd piezo-electric sensor 10b — \*\* — the installation location of a sensor 19 is adjusted so that it may be arranged on the \*\*\*\* artery 2. That is, it attaches in a belt 62 so that the include angle of an inclination [ as opposed to the \*\*\*\* artery 2 as the sensor 19 twist in the 1st operation gestalt shown in drawing 4 (c) ] may become small.

[0027] it seems that it is shown in drawing 7 (b) — \*\* — when the \*\*\*\* artery 2 pulsates, it is shown by the arrow head P in the body surface of the upper part — as — rising — the counteraction — \*\* — by both the sides of the \*\*\*\* artery 2, as shown by the arrow head Q, it will become depressed. 2nd piezo-electric sensor 10b arranged at the hollow part detects the wave of opposition in response to tension to the wave of the pulse wave which 1st piezo-electric sensor 10a arranged at this part that rises detects in response to a pressure. On the other hand, with both the locations of the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b, distinction does not have a motion of the epidermis by the body motion, and it carries out the almost same motion. For this reason, both the piezo-electricity sensors 10a and 10b will detect the wave of an inphase to a body motion.

[0028] Drawing 8 expresses the output wave over pulsation of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b. As shown in this drawing 8, the detection wave by 1st piezo-electric sensor 10a is Wave A, and the detection wave by 2nd piezo-electric sensor 10b is Wave B. As shown in this drawing, by 2nd piezo-electric sensor 10b, pattern-of-pulse-wave B-2 of opposition is detected to the pattern of pulse wave A2 in Wave A. It is Wave C which subtracted Wave A from this wave B. As shown in this wave C, it becomes possible to be able to acquire the pulse wave signal I of a high level more, and to make a S/N ratio high by subtracting the pattern of pulse wave A2 each other detected by opposition and B-2.

[0029] In addition, about the configuration of parts other than sensor 19 in the 3rd operation gestalt, it is possible to consider as one of the circuitry shown in drawing 1 (a), (b), or drawing 6. In this case, a body motion component is removable by making connection of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b to one connection of drawing 5 (a) - (d). On the other hand, since a body motion component and a pulse wave component are detected by opposition by piezo-electric sensor 10b about the pulsation detected by both the piezo-electricity sensors 10a and 10b, both the pulse wave component is added by considering as connection of drawing 5 (a) - (d), and it can take out on high power level.

[0030] Next, the 4th operation gestalt is explained. According to the 1st to 3rd operation gestalt, it became possible to be able to acquire the body motion wave approximated extremely by using two directive piezo-electric high sensors, consequently to remove a body motion component, but since both the piezo-electricity sensor is contacted by different skin side, a different body motion in fact will have been detected. For this reason, although it was possible to fully have removed a body motion component to the body motion by motion which shakes a wrist 5 forward and backward, when it shook the whole arm, or a more complicated motion is made [ \*\*\*\* / shaking a wrist 5 at right and left ], the body motion wave of the same configuration may necessarily be unable to be detected. So, with this operation gestalt, while telling the same motion as the body motion from which a property is transmitted to 1st piezo-electric sensor 10a which contacted two steps of upper and lower sides for the body surface on a pile and a \*\*\*\* artery in both the same piezo-electricity sensors 10a and 10b to 2nd piezo-electric sensor 10b put on the bottom, it considers as structure which gets across only to 1st piezo-electric sensor 10a about pulsation.

[0031] Drawing 9 expresses the structure of the sensor 19 in the 4th operation gestalt. it is shown in this drawing 9 (a) — as — a sensor 19 — 1st piezo-electric sensor 10a — \*\* — opposite arrangement is carried out on a \*\*\*\* artery, and 2nd piezo-electric sensor 10b is arranged in piles on it. The structure of both the piezo-electricity sensors 10a and 10b is the same as that of drawing 2. And while support plate 15a and support plate 15b are connected by the holddown member 70, as for both the piezo-electricity sensors 10a and 10b, diaphragm 12a and diaphragm 12b are formed successively by the transfer member 80 through the insulating pads 13a and 13b. This holddown member 70 functions as a transfer device.

[0032] The holddown member 70 consists of two or more fixed columns 73 which form

successively the stationary plate 71 fixed to support plate 15b, the stationary plate 72 fixed to support plate 15a, and both the stationary plates 71 and 72. The transfer member 80 consists of a transfer plate 81 attached in insulating pad 13b, a transfer plate 82 which it is attached in insulating pad 13a, and is contacted by the body surface on an artery, and two or more transfer columns 83. This transfer plate 81 and the transfer column 83 function as a body motion transfer member, and the transfer plate 82 functions as a body motion transfer plate.

[0033] As shown in drawing 9 (a), the transfer member 80 is greatly formed so that it may stretch and come out outside a holddown member 70. And two or more formation of the notch (or it is only called a notch including a hole and following both) which is not illustrated in the location corresponding to each fixed column 73 is carried out at the periphery section of the transfer plate 81, and each fixed column 73 is inserted in this notch in the state of non-contact. In the core of the transfer plate 82, it is formed in the direction which met the artery so that the slit section 84 of predetermined width of face may divide the transfer plate 82 into two. And in order to tell only pulsation to this slit section 84 at 1st piezo-electric sensor 10a, the tabular flexible member 85 (pulsating means of communication) is arranged. Although silicon is used as this flexible member 85 since the skin is contacted, the various flexible materials of rubber, such as crude rubber and synthetic rubber, or others are used. The flexible member 85 is being fixed by pasting the end face of the transfer plate 82 with which a tabular both-sides side forms the slit section 84.

[0034] In addition, about the configuration of parts other than sensor 19 in the 4th operation gestalt, it is possible to consider as one of the circuitry shown in drawing 1 (a), (b), or drawing 6, and it is \*\*. When considering as the circuitry of drawing 6, it is good also as connection [ which / of drawing 5 (a) - (d) ].

[0035] Next, it explains, being attached to actuation of the sensor 19 in the 4th operation gestalt constituted in this way, and referring to drawing 9 (b). It is transmitted to the pulsation p according being shown in drawing 9 (b) to the \*\*\*\* artery 2 as like, and the flexible member 85 arranged along with the \*\*\*\* artery 2 only at propagation and 1st piezo-electric sensor 10a. On the other hand, a body motion q is transmitted in the transfer plate 82, the transfer column 83, and the transfer plate 81, and is transmitted also to 2nd piezo-electric sensor 10b while it is transmitted to 1st piezo-electric sensor 10a from the transfer plate 82. Moreover, while being similarly transmitted to 2nd piezo-electric sensor 10b from a stationary plate 71 about the external force r (this is also contained under the category of a body motion.), such as a body motion transmitted from a belt 62, and thrust at the time of being pushed from the outside of a belt 62, a stationary plate 71, the fixed column 73, and a stationary plate 72 are transmitted, and it is transmitted also to 1st piezo-electric sensor 10a.

[0036] Thus, the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b are put on two steps of upper and lower sides, and it transmits to both the piezo-electricity sensors 10a and 10b about a body motion q and external force r by the holddown member 70 and the transfer member 80, and was made to transmit only to 1st piezo-electric sensor 10a by the flexible member 84 about Pulsation p according to the 4th operation gestalt. For this reason, according to this operation gestalt, since the same body motion is detectable by the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b, the removal precision of a body motion can be raised, consequently a more exact pulse wave can be detected.

[0037] Drawing 10 expresses other structures of the sensor 19 in the 4th operation gestalt. In addition, the same sign is given to the same part as the sensor 19 shown in drawing 9, the explanation is omitted suitably, and it explains focusing on a different part. By the sensor 19 shown in this drawing 10, it is greatly formed so that a holddown member 70 may stretch and come out outside the transfer member 80. And to the periphery section of a stationary plate 72, two or more formation of the notch (not shown) is carried out in the location corresponding to each transfer column 83, and each transfer column 83 is inserted in this notch in the state of non-contact at it. By considering as such structure, area which touches the body surface of the transfer plate 82 can be made small, and the range which detects a body motion can be made small.

[0038] In addition, you may make it form a holddown member 70 and the transfer member 80 in the same size. In this case, a phase is shifted and arranged so that the arrangement location of each fixed column 73 and the arrangement location of each transfer column 83 may not lap. And while forming two or more notches in the periphery section of the transfer plate 81 and inserting the fixed column 73 in the location corresponding to each fixed column 73 in the state of non-contact

at it, two or more notches are formed also in the periphery section of a stationary plate 72, and each transfer column 83 is inserted in the location corresponding to each transfer column 83 in the state of non-contact at it. Thus, a sensor 19 can be miniaturized by making a holddown member 70 and the transfer member 80 into the same size.

[0039] Moreover, he does not arrange the flexible member 85 in the slit section 84 (pulsating means of communication), but is trying to form the space section by the sensor 19 shown in drawing 10. Thereby, the body surface on an artery enters into the slit section 84, and contacts the insulating pad 13 directly. Therefore, the width of face of the slit section 84 is formed more widely than the slit section shown in drawing 9.

[0040] Drawing 11 expresses the structure of further others of the sensor 19 in the 4th operation gestalt. As shown in this drawing 11, the support plates 15a and 15b of the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b are somewhat enlarged, it serves as stationary plates 71 and 72, and both the support plates 15a and 15b are formed successively with two or more fixed columns 73. And the direct transfer plates 82 and 81 are attached in the diaphragms 12a and 12b of the 1st and 2nd piezo-electric sensors 10a and 10b, and the insulating pads 13a and 13b are not used for them. For this reason, as for the transfer plate 82 of the side which contacts the skin at least, insulating materials, such as an acrylic board, are used. Moreover, the flexible insulating member 85 is arranged in the slit section 84 of the transfer plate 82. According to the sensor 19 shown in this drawing 11, since member mark can be reduced, production time can be shortened and a manufacture unit price can be pressed down at a low price. Moreover, the sensor 19 whole can be made thin.

[0041] In addition, Diaphragms 12a and 12b are somewhat enlarged, and you may make it serve as the transfer plates 82 and 81 as structure of further others of the sensor 19 shown in drawing 11. In this case, the slit section which met the artery is prepared in the center section of diaphragm 12a in contact with the skin like the transfer plate 82 of drawing 9, and the flexible member 85 is arranged in it so that diaphragm 12a may be divided into two. And film-like insulating pad 13a is attached in diaphragm 12a. Although insulating pad 13a may be attached only to the part of diaphragm 12a, it can be attached by attaching in the whole field which contacts the skin also including the part of the flexible member 85, and can reduce a man day.

[0042] (3) In the range which is not limited to each explained operation gestalt and was indicated by each claim, invention indicated to modification each claim can adopt various kinds of modifications so that it may explain below. In addition, in each modification explained below, explanation is omitted about the same component as the configuration explained to each operation gestalt, and it explains focusing on a part for a variant part.

[0043] (a) With each operation gestalt in which the 1st gave modification explanation The pulse wave information acquisition section 40 is made to possess the number section 41 of pulsometer, and it is made to perform acquisition processing which generates a pulse rate and a pulse wave signal (pulse signal) as information about a pulse wave. As opposed to having displayed the pulse by the pulse rate and green flashing on the display 51 (the pulse numeral section 64, pulse display 65) of the output section 50 in this 1st modification In the pulse wave information acquisition section 40, storage processing of a pattern of pulse wave is performed, and a pattern of pulse wave is outputted to an external device in the output section 50.

[0044] Drawing 12 expresses the configuration of the pulse wave information acquisition section 40 in the 1st modification, and the output section 50. As shown in this drawing 12, the pulse wave information acquisition section 40 is equipped with the A/D-conversion section 45 which carries out transform processing of the pattern of pulse wave to a digital signal, and the storage section 46 which memorizes the pulse wave information after conversion (pattern of pulse wave). The pattern of pulse wave outputted from the differential section 30 shown in drawing 1 (a), the differential amplifier section 31 shown in \*\* (b), or the amplifier 24 shown in drawing 6 is supplied to the A/D-conversion section 45. As the storage section 46, the various storages which memorize data, such as DRAM, SRAM, EEPROM, and a hard disk, magnetically, electrically, and optically can be used, and although the capacity is arbitrary, a part and a still more desirable capacity which can accumulate the pulse wave information for 1 month are preferably adopted 1 week by part for 1 hour -, and one day at least. The output section 50 is equipped with the I/F section 55 for connecting pulse wave detection equipment to various external devices, such as a personal computer and diagnostic equipment of medical application.

[0045] According to the 1st modification of such a configuration, a pulse wave can be continuously detected in everyday life, and the information can be accumulated. And an external device can be connected and the accumulated pulse wave information can be collectively outputted to the I/F section 55 later at an external device. Thereby, in the diagnostic equipment (external device) of medical application, the pulse wave information for a long time is acquired, and the user's condition can be more correctly diagnosed from a medicine-viewpoint. For example, it can investigate whether it is a user's mental turgescence and relaxed condition by investigating fluctuation of a pulse. Moreover, it is also possible to investigate the rhythm of a pulse wave, the magnitude of a pulse, the rate of rise (is it quick or is late?) of a pulse, etc.

[0046] In addition, you may make it combine the 1st modification and each operation gestalt as a configuration of the pulse wave information acquisition section 40 and the output section 50. That is, the pulse wave information acquisition section 40 is made to possess the number section 41 of pulsometer, the A/D-conversion section 45, and the storage section 46, and the pulse wave information (pattern of pulse wave) by which A/D conversion was carried out to the storage section 46, and the pulse rate for every predetermined time are stored. The predetermined time in the case of storing a pulse rate in the storage section 46 can set up the time amount of arbitration at intervals of 5 minutes from 5 minutes to 24 hours by the time interval setting section which is not illustrated. A pulse rate is stored in the pulse rate for every set-up time interval with the data in which the calculation time of day is shown. And the output section 50 is made to possess a display 51 and the I/F section 55, and the pulse wave display (green flashing) 65 is displayed on a display 51 as a pulse rate 64. When an external device is connected to the I/F section 55, the pulse wave information stored in the storage section 46 and the pulse signal supplied if needed from the pulse rate, the time-of-day data, and the number section 41 of pulsometer for every fixed time amount are outputted. in addition, you may make it display a pattern of pulse wave ( drawing 3 or C of drawing 8 ) on a display 51 in addition to a pulse rate and a pulse wave display (green flashing) (or another screen by the input of a screen change signal — setting) While displaying the pattern of pulse wave outputted from the differential section 30, the differential amplifier section 31, or an amplifier 24 on real time as a pattern of pulse wave in this case, the pattern of pulse wave which corresponds by specifying time and time of day is read from the storage section 46, and you may make it display the past pattern of pulse wave.

[0047] (b) Although the sensor 19 was attached in the belt 62, you may make it attach a sensor 19 in the dial face and the opposite side (side which touches a body surface) of the body 61 of a clock with each operation gestalt in which the 2nd gave modification explanation. in this case — the time of measuring a pulse — the body 61 of a clock — the shell and the opposite side of a hand — carrying out — a sensor 19 — \*\* — you make it located on the \*\*\*\* artery 2 And detection of a pulse wave is started by what is done for the depression of the carbon button which supports initiation of pulse wave detection of a test subject (or an initiation key is chosen). It becomes unnecessary thus, to incorporate wiring in a belt 62 by arranging a sensor 19 on the body 61 of a clock.

[0048] (c) As the 3rd modification [ 3rd ] of a modification, you may constitute as independent equipment, without building pulse wave detection equipment into a clock. also in this case, the case of a clock — the same — the parts of a sensor 19 and others — dissociating — constituting — a sensor 19 — \*\* — it may arrange by the belt on the \*\*\*\* artery 2, and each part other than sensor 19 (the filter section 22, an amplifier 24, the differential section 30, the pulse wave information acquisition section 40, output section 50) may be arranged to the back side of a hand. Moreover, it constitutes from an another object and you may make it connect both with the belt with which parts other than sensor 19 were attached in the sensor 19 with wiring. In this case, a sensor 19 is arranged on a brachial artery from on thin clothing, such as Y shirt, and you may make it contain parts other than sensor 19 to a chest pocket or the inside pocket of a suite. In addition, the 2nd modification and 3rd modification can also be combined with the 1st modification. moreover — \*\* — except for a \*\*\*\* artery and a brachial artery — a femoral artery, a common carotid artery, a ulnar artery, a front tibial artery, a back tibial artery, and the arteria dorsalis pedis — it carries out and you may make it arrange 1st piezo-electric sensor 10a on \*\* or an artery (popliteal fossa artery) And you may make it fix a sensor 19 on an artery not using a belt or a band but using the tape of medical application depending on the artery location which takes and receives pulse wave detection equipment.

[0049] In addition, although 2nd piezo-electric sensor 10b has been arranged on the wrist outside of 2nd piezo-electric sensor 10a arranged on the sensor 19 shown in drawing 4 (c) and drawing 7 (a), and the \*\*\*\* artery 2, you may make it arrange 2nd piezo-electric sensor 10b to the opposite side (wrist inside on a \*\*\*\* artery).

[0050] Although the transfer plate 82 considered as the configuration carried out 2 \*\*\*\*s by the slit section 84 formed along with the artery with the 4th operation gestalt shown in drawing 9, drawing 10, and drawing 11, you may make it connect the both ends which met the artery of both the transfer plate by the connection member. In this case, since pulsation will be transmitted to 2nd piezo-electric sensor 10b if a connection member contacts the body surface on an artery, a connection member is made into an arch configuration and it is made not to contact the body surface on pulsation. Thus, the reinforcement of the transfer plate 82 can be raised by connecting the transfer plate 82 arranged by the connection member at the both sides on an artery. In addition, a connection member may be connected to transfer plate 82 edge because 1st piezo-electric sensor 10a exists, and as long as it is the location which avoided the 1st piezo-electric sensor, it may not necessarily be an edge.

[0051]

[Effect of the Invention] Since the information about a pulse wave was acquired from the detecting signal by the 1st piezo-electric sensor arranged on an artery, and the detecting signal by the 2nd piezo-electric sensor arranged in near which avoided the artery top according to the pulse wave detection equipment of this invention, a body motion component can be removed without weakening a pulse wave component. Therefore, there are few detection errors by the body motion, and they can detect a more exact pulse wave. Moreover, since it considered as structure which gets across only to the 1st piezo-electric sensor about pulsation while telling the same motion as the body motion which gets across to the 1st piezo-electric sensor which contacted the body surface on an artery to the 2nd piezo-electric sensor according to the pulse wave detection equipment of this invention, the removal precision of a body motion can be raised, consequently a more exact pulse wave can be detected.

---

[Translation done.]